

M. Landthaler

U. Hohenleutner

Lasertherapie in der Dermatologie

Atlas und Lehrbuch

2., vollständig überarbeitete Auflage

M. Landthaler
U. Hohenleutner

Lasertherapie in der Dermatologie

Atlas und Lehrbuch

2., vollständig überarbeitete Auflage

Mit 175 Abbildungen und 20 Tabellen

Prof. Dr. med. Michael Landthaler

Klinikum der Universität Regensburg
Klinik und Poliklinik für Dermatologie
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

Prof. Dr. med. Ulrich Hohenleutner

Klinikum der Universität Regensburg
Klinik und Poliklinik für Dermatologie
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

ISBN-10 3-540-30091-0 Springer Medizin Verlag Heidelberg
ISBN-13 978-3-540-30091-5 Springer Medizin Verlag Heidelberg

Bibliografische Information der Deutschen Bibliothek
Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie;
detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.ddb.de> abrufbar.

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdrucks, des Vortrags, der Entnahme von Abbildungen und Tabellen, der Funksendung, der Mikroverfilmung oder der Vervielfältigung auf anderen Wegen und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwertung, vorbehalten. Eine Vervielfältigung dieses Werkes oder von Teilen dieses Werkes ist auch im Einzelfall nur in den Grenzen der gesetzlichen Bestimmungen des Urheberrechtsgesetzes der Bundesrepublik Deutschland vom 9. September 1965 in der jeweils geltenden Fassung zulässig. Sie ist grundsätzlich vergütungspflichtig. Zuwiderhandlungen unterliegen den Strafbestimmungen des Urheberrechtsgesetzes.

Springer Medizin Verlag

springer.com
© Springer Medizin Verlag Heidelberg 2006
Printed in Germany

Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Warenbezeichnungen usw. in diesem Werk berechtigt auch ohne besondere Kennzeichnung nicht zu der Annahme, dass solche Namen im Sinne der Warenzeichen- und Markenschutzgesetzgebung als frei zu betrachten wären und daher von jedermann benutzt werden dürften.
Produkthaftung: Für Angaben über Dosierungsanweisungen und Applikationsformen kann vom Verlag keine Gewähr übernommen werden. Derartige Angaben müssen vom jeweiligen Anwender im Einzelfall anhand anderer Literaturstellen auf ihre Richtigkeit überprüft werden.

Planung: Antje Lenzen, Heidelberg
Projektmanagement: Ina Conrad, Heidelberg
Copy Editing: Dr. Gabriele Seelmann-Eggebert, Limburgerhof
Einbandgestaltung: deblik Berlin

SPIN 10818031
Satz: TypoStudio Tobias Schaedla, Heidelberg
Druck: Stürtz GmbH, Würzburg

Vorwort

Seit der ersten Auflage des Buches im Jahr 1999 hat die Lasertherapie von Hauterkrankungen eine erhebliche Erweiterung erfahren. Es wurden neue Geräte und damit auch neue Indikationen eingeführt, andere haben an Bedeutung verloren und Therapien, die Ende der 90er Jahre noch weit verbreitet waren, werden heute weniger durchgeführt.

Diese enorme Entwicklung der Lasertherapie in der Dermatologie hat es aus unserer Sicht notwendig gemacht, für einzelne Kapitel kompetente Autoren zu gewinnen. Das Prinzip der Darstellung der Lasertherapie quasi aus einer Hand wurde aus unserer Sicht aber nicht aufgegeben, da die beteiligten Autoren fast alle der Dermatologischen Klinik der Universität Regensburg angehören und auch Herr Oberarzt Dr. Alexis Sidoroff aus Innsbruck einen längeren Forschungsaufenthalt zur Photodynamischen Therapie in Regensburg verbrachte.

Auch die Struktur und die Gliederung der ersten Auflage konnten nicht konsequent eingehalten werden, da bei einzelnen Indikationen bei der Vielzahl der Laser keine eigenen Erfahrungen mit jedem der Lasertypen vorliegen und deshalb auf die einschlägige Literatur zurückgegriffen werden musste.

Wie die erste Auflage wendet sich das vorliegende Buch nicht nur an Dermatologen, die in ihrer Praxis Lasertherapie betreiben, sondern auch an die Kollegen, die sich über die Möglichkeiten der Lasertherapie bei den einzelnen Indikationen informieren möchten, um ihre Patienten kompetent beraten zu können. In Teil II, »Klinische Anwendung«, wurde deshalb zur schnellen Orientierung jedem Kapitel ein kurzer Abschnitt »Unsere Vorgehensweise« vorangesetzt.

Dank gebührt dem Springer-Verlag und seinen Mitarbeitern für die hervorragende Zusammenarbeit bei der Realisierung des Buches. Bedanken möchten wir uns auch bei den Mitarbeitern der Klinik in Regensburg für die Mitbehandlung von Tausenden von Patienten, bei den Mitarbeitern der Fotoabteilung der Hautklinik in Regensburg und bei Frau Uschi Ertl für die umfangreiche Sekretariatsarbeit.

Wir hoffen, dass es uns mit diesem Buch gelungen ist, die wissenschaftlich fundierte dermatologische Lasertherapie umfassend darzustellen.

Regensburg, im Mai 2006

M. Landthaler

U. Hohenleutner

Geleitwort

Im Begleitwort zur ersten Auflage habe ich die Bedeutung der aktiv operativen Behandlungsverfahren in der Dermatologie betont und dabei vor allem auch auf die Lasertherapie verwiesen. Die Tatsache, dass eine zweite völlig überarbeitete Auflage des Lehrbuches und Atlas notwendig wurde, unterstreicht dies eindrucksvoll. Die Entscheidung Ende der siebziger Jahre, sich klinisch-wissenschaftlich mit der Lasertherapie zu beschäftigen, erweist sich damit im Nachhinein als sehr glücklich. Die Zusammenarbeit mit Herrn Dr. D. Haina, Darmstadt, und Prof. Dr. W. Waidelich vom Institut für Medizinische Optik der LMU München und der GSF war damals der Grundstein für eine Entwicklung, an der meine akademischen Schüler Prof. Dr. M. Landthaler und Prof. Dr. U. Hohenleutner wesentlich beteiligt waren.

Der Dermatologe ist in der glücklichen Lage, dass er während seiner Weiterbildung nicht nur in der Diagnose von Erkrankungen des Hautorgans speziell geschult wird, sondern auch mit allen zeitgemäßen topischen, systemischen und operativen Behandlungsverfahren einschließlich der operativen Dermatologie vertraut gemacht wird. Nicht zuletzt hat dies dazu geführt, dass in der neuen Weiterbildungsordnung für Ärzte aus dem Jahr 2004 die operative Behandlung von Hauterkrankungen explizit genannt wird. Viele der klassischen Laserverfahren, die die thermisch-destruktiven Effekte der Lasertherapie oder das Prinzip der selektiven Photothermolyse nutzen, sind unter die operativen Behandlungsverfahren einzuordnen. Seit der ersten Auflage haben aber auch Weiterentwicklungen wie die Photodynamische Therapie und die Anwendung des Excimer-Lasers zur Behandlung von entzündlichen Hauterkrankungen wie Psoriasis, Lichen ruber und Ekzemen, Eingang in die Dermatotherapie gefunden. Neben neuen Lasertypen wie beispielsweise den gepulsten Nd:YAG-Lasern finden auch die hochenergetischen Blitzlampen immer häufigere Anwendung und sind bei vielen Indikationen einsetzbar.

Es ist mir deshalb eine besondere Freude, dass meine akademischen Schüler Michael Landthaler und Ulrich Hohenleutner die zweite Auflage realisiert haben und so neue Entwicklungen auf diesem Gebiet von kompetenten Autoren umfassend dargestellt werden.

Ich hoffe, dass die zweite Auflage die Verbreitung der wissenschaftlich begründeten Lasertherapie und die Anwendung der hochenergetischen Blitzlampen fördert und Dermatologen in Klinik und Praxis ein wichtiger und verlässlicher Ratgeber ist.

Dazu darf ich viel Resonanz und Erfolg wünschen.

München, im Frühjahr 2006

Prof. Dr. Dr. hc. mult. Otto Braun-Falco

Inhaltsverzeichnis

Teil I Biophysikalische Grundlagen		5	Allgemeine prä- und posttherapeutische Richtlinien sowie Diagnosestellung 27 <i>W. Bäuml</i>
1	Einleitung 3 <i>W. Bäuml</i>	5.1	Diagnosestellung 27
2	Laserprinzip 5 <i>W. Bäuml</i>	5.2	Dokumentation 27
2.1	Eigenschaften des Lichts 5	5.3	Patientenaufklärung 28
2.2	Licht und Materie 6	5.4	Anästhesieverfahren 28
2.3	Spontane Emission 6	5.5	Versorgung nach Lasertherapie 28
2.4	Stimulierte Emission 6	6	Lasergeräte und ihre Anwendung in der Dermatologie 29 <i>W. Bäuml</i>
2.5	Kohärenz 6	6.1	XeCl-Laser (308 nm) 29
2.6	Lichtverstärkung 7	6.2	Argonlaser (488/514 nm) 29
2.7	Laserresonator 7	6.3	Frequenzverdoppelter Nd:YAG Laser (KTP-Laser) (532 nm) 30
2.8	Wellenlänge und Lasertypen 8	6.4	Blitzlampen-gepumpter Farbstofflaser (585 bis 600 nm) 31
2.9	Frequenzverdopplung 10	6.5	Rubinlaser (694 nm) 31
2.10	Impulsdauer 10	6.6	Alexandritlaser (755 nm) 31
2.11	Güteschaltung (Q-switch) 10	6.7	Diodenlaser (ca. 800–1000 nm) 32
2.12	Leistung und Energie 11	6.8	Nd:YAG Laser (1064 nm) 32
2.13	Lichtapplikation 11	6.9	Er:YAG-Laser (2940 nm) 34
2.14	Technische Ausführung der Laser 12	6.10	CO₂-Laser (10600 nm) 34
3	Wechselwirkung von Licht und Gewebe 13 <i>W. Bäuml</i>	7	HBL in der Dermatologie 37 <i>W. Bäuml</i>
3.1	Optische Eigenschaften der Haut 13	7.1	Gewebeinteraktion 37
3.1.1	Reflexion 13	7.2	Klinische Anwendung 38
3.1.2	Streuung 14	7.3	Applikation 38
3.1.3	Absorption 14	7.4	Postoperativer Verlauf und Nebenwirkungen .. 38
3.1.4	Eindringtiefe von Licht in die Haut 16	7.5	Literatur für Kap. 1–7 38
3.1.5	Verteilung der Photonen im Gewebe 17		
3.2	Wirkungen des Laserlichts im Gewebe 18		
3.2.1	Selektive Photothermolyse 18		
3.2.2	Selektive Photothermolyse am Beispiel Blutgefäße 19		
3.2.3	Kritische Anmerkungen zur selektiven Photothermolyse 21		
3.2.4	Neue Modellrechnungen zur selektiven Photothermolyse 21		
3.3	Kühlung der Hautoberfläche 22	8	Vaskuläre Fehl- und Neubildungen 43 <i>M. Landthaler, U. Hohenleutner</i>
3.3.1	Eiswürfel 22	8.1	Nävi flammei (Feuermale) 43
3.3.2	Kontaktkühlung 23	8.1.1	Behandlungsmöglichkeiten 44
3.3.3	Spray-Kühlung 23	8.2	Lymphangiome 51
3.3.4	Kaltluft 24	8.2.1	Klassisches Lymphangioma circumscriptum cysticum (naeviforme) 51
3.3.5	Kühlgel 24	8.2.2	Lymphangioma circumscriptum localisatum 51
4	Hochenergetische Blitzlampen (HBL) 25 <i>W. Bäuml</i>	8.3	Hämangiome im Säuglingsalter 52
		8.4	Teleangiektasien 58
		8.5	Besenreiservarizen 61
		8.6	Endovenöse Lasertherapie (ELT) 66
		8.7	Lippenrandangiom (Venous lake) 67

8.8	Andere, vorwiegend venöse Malformationen ..	68	12.9	Zirkumskripte Talgdrüsenhyperplasien, heterotope Talgdrüsen	122
8.9	Adenoma sebaceum	70	12.10	Verschiedenes	123
8.10	Angiokeratotische Nävi	72	12.11	Literatur	123
8.11	Granuloma pyogenicum	73	13	Maligne Tumoren und Präkanzerosen	125
8.12	Senile Angiome	74		<i>U. Hohenleutner, M. Landthaler</i>	
8.13	Glomustumoren	74	13.1	Basalzellkarzinome und spinozelluläre Karzinome	125
8.14	Blue-rubber-bleb-Naevus-Syndrom	75	13.2	Morbus Bowen	126
8.15	Erythrosis interfollicularis colli	76	13.3	Aktinische Präkanzerosen	127
8.16	Rubeosis faciei, Keratosis pilaris	77	13.4	Aktinische Cheilitis	127
8.17	Naevus araneus	77	13.5	Leukoplakien	127
8.18	Morbus Osler	78	13.6	Kaposi-Sarkom	128
8.19	Angioma serpiginosum	79	13.7	Lentigo maligna und malignes Melanom	129
8.20	Angiohistiozytom mit mehrkernigen Riesenzellen	80	13.8	Kutanes T-Zell-Lymphom	129
8.21	Literatur	80	13.9	Verschiedenes	129
9	Epidermale und organoide Nävi	89	13.10	Literatur	129
	<i>U. Hohenleutner, M. Landthaler</i>		14	Entzündliche Dermatosen	131
9.1	Verruköse epidermale Nävi	89		<i>U. Hohenleutner, M. Landthaler</i>	
9.2	Entzündliche epidermale Nävi (ILVEN)	91	14.1	Lichen sclerosus et atrophicus	131
9.3	Nävi sebacei	92	14.2	Kutaner Lupus erythematoses (LE)	131
9.4	Andere epidermale Nävi	93	14.3	Chondrodermatitis nodularis helices	131
9.5	Literatur	93	14.4	Psoriasis vulgaris	132
10	Melaninpigmentierte und melanozytäre Hautveränderungen	95	14.5	Pemphigus familiaris chronicus benignus (Morbus Hailey-Hailey)	132
	<i>U. Hohenleutner, M. Landthaler</i>		14.6	Porokeratosen	133
10.1	Lentigines	95	14.7	Angiolymphoide Hyperplasie	133
10.2	Café-au-lait-Flecken	97	14.8	Akne	134
10.3	Nävi spili	98	14.9	Rosacea	135
10.4	Becker-Nävi	99	14.10	Vitiligo	135
10.5	Nävus Ota, Nävus Ito	100	14.11	Verschiedene andere entzündliche Erkrankungen	136
10.6	Nävuszellnävi	101	14.12	UV-Therapie mit Excimer-Lasern und -Lampen ..	137
10.7	Melasma/Chloasma, postinflammatorische und andere Hyperpigmentierungen	104	14.12.1	Psoriasis	137
10.8	Literatur	106	14.12.2	Vitiligo	140
11	Tätowierungen und andere exogene Pigmentierungen	109	14.12.3	Lichen ruber mucosae	142
	<i>U. Hohenleutner, M. Landthaler</i>		14.12.4	Weitere Indikationen	143
11.1	Schmucktätowierungen	109	14.13	Literatur	143
11.2	Akzidentelle Tätowierungen	114	15	Infektiöse Erkrankungen	147
11.3	Pigmentierungen durch Medikamente	116		<i>U. Hohenleutner, M. Landthaler</i>	
11.4	Literatur	116	15.1	Erkrankungen durch humane Papillomviren (HPV)	147
12	Benigne Tumoren	119	15.1.1	Genitale Warzen	147
	<i>U. Hohenleutner, M. Landthaler</i>		15.1.2	Vulgäre Warzen	150
12.1	Xanthelasma	119	15.2	Mollusca contagiosa	152
12.2	Syringome	119	15.3	Verschiedenes	153
12.3	Trichoepitheliome	120	15.4	Literatur	153
12.4	Neurofibrome	120	16	Narben und Keloide	155
12.5	Rhinophym	121		<i>U. Hohenleutner, M. Landthaler</i>	
12.6	Mastozytosen	121	16.1	Hypertrophe Narben	155
12.7	Zysten	121	16.2	Keloide	156
12.8	Seborrhoische Keratosen	122			

16.3	Aknenarben, atrophische Narben, Störungen des Oberflächenreliefs.....	157
16.4	Striae distensae	159
16.5	Narbenprophylaxe	159
16.6	Literatur.....	159
17	Aktinisch geschädigte Haut: Skin resurfacing und Skin rejuvenation	161
	<i>S. Hohenleutner, U. Hohenleutner</i>	
17.1	Skin resurfacing	161
17.2	Skin rejuvenation.....	169
17.3	Literatur.....	175
18	Laser- und Lichtepilation	179
	<i>C. Gottschaller, U. Hohenleutner</i>	
18.1	Einleitung.....	182
18.2	Geräte zur Laser- und Lichtepilation.....	182
18.3	Durchführung der Behandlung	189
18.4	Nebenwirkungen.....	190
18.5	Literatur.....	191
19	Photodynamische Therapie.....	193
	<i>Rolf-Markus Szeimies, Alexis Sidoroff</i>	
19.1	Einleitung	193
19.2	Photosensibilisatoren.....	194
19.3	Lichtquellen.....	195
19.4	Standardisierte Vorgehensweise	196
19.5	Fluoreszenzdetektion.....	196
19.6	Klinische Indikationen und Studienergebnisse.....	197
19.6.1	Epitheliale Hauttumoren	197
19.6.2	Nicht-onkologische Indikationen.....	199
19.7	Nebenwirkungen und Grenzen der PDT	200
19.8	Literatur.....	201

Teil III Lasersicherheit

20	Gesetzliche Bestimmungen.....	205
	<i>W. Bäuml</i>	
20.1	Medizinprodukte-Gesetz	205
20.2	BG Vorschrift Laserstrahlung (BGV B2)	205
21	Schutzmaßnahmen	207
	<i>W. Bäuml</i>	
21.1	Schutzmaßnahmen für den Behandler.....	207
21.2	Schutzmaßnahmen für den Patienten	207
21.3	Literatur	208

	Stichwortverzeichnis	209
--	-----------------------------------	------------

Wichtiger Hinweis

Die in diesem Buch für die verschiedenen Lasergeräte und die unterschiedlichen Indikationen aufgeführten Bestrahlungsparameter sind Angaben aus der Literatur oder beziehen sich auf die Erfahrungen, die mit den Lasergeräten der Klinik und Poliklinik für Dermatologie der Universität Regensburg gewonnen wurden.

Diese Angaben stellen lediglich Erfahrungswerte bzw. Empfehlungen dar und sind keinesfalls als Therapieanweisung im engeren Sinne zu werten. Darüber hinaus sind diese Angaben auf Lasergeräte anderer Bauart oder anderer Firmen u. U. nicht übertragbar.

Vor jeder dermatologischen Lasertherapie hat daher der Anwender eigenverantwortlich die Indikation sowie die zu verwendenden Bestrahlungsparameter zu überprüfen.

Mitarbeiterverzeichnis

Priv. Doz. Dr. rer. nat. Wolfgang Bäumler

Klinikum der Universität Regensburg
Klinik und Poliklinik für Dermatologie
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

Dr. med. Christina Gottschaller

Klinikum der Universität Regensburg
Klinik und Poliklinik für Dermatologie
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

Dr. med. Silvia Hohenleutner

Klinikum der Universität Regensburg
Klinik und Poliklinik für Dermatologie
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

Prof. Dr. med. Ulrich Hohenleutner

Klinikum der Universität Regensburg
Klinik und Poliklinik für Dermatologie
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

Prof. Dr. med. Michael Landthaler

Klinikum der Universität Regensburg
Klinik und Poliklinik für Dermatologie
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

Dr. med. Alexis Sidoroff

Universitätsklinik für Dermatologie und Venerologie
Anichstr. 35
6020 Innsbruck/Österreich

Prof. Dr. med. Rolf-Markus Szeimies

Klinikum der Universität Regensburg
Klinik und Poliklinik für Dermatologie
Franz-Josef-Strauß-Allee 11
93053 Regensburg

Teil I Biophysikalische Grundlagen

Kapitel 1 Einleitung – 3

W. Bäuml

Kapitel 2 Laserprinzip – 5

W. Bäuml

Kapitel 3 Wechselwirkung von Licht und Gewebe – 13

W. Bäuml

Kapitel 4 Hochenergetische Blitzlampen (HBL) – 25

W. Bäuml

**Kapitel 5 Allgemeine prä- und posttherapeutische Richtlinien
sowie Diagnosestellung – 27**

W. Bäuml

Kapitel 6 Lasergeräte und ihre Anwendung in der Dermatologie – 29

W. Bäuml

Kapitel 7 HBL in der Dermatologie – 37

W. Bäuml

Einleitung

W. Bäumlner

Noch bevor der Laser erfunden wurde, gab es mit dem MASER bereits 1954 ein ähnliches Gerät, das für die englischen Wörter **M**icrowave **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation steht. Da die Anwendung für diese Strahlung damals noch unklar war, wurde es von Spöttern auch **M**eans of **A**ttaining **S**upport for **E**xpensive **R**esearch genannt. Mit dem ersten funktionsfähigen Laser 1960 wurde aber die Bedeutung dieser Technik schnell klar. Diese neuartige Lichtquelle wurde noch einige Jahre optischer Maser genannt und erst 1965 wurde die Bezeichnung Laser endgültig eingeführt (45). Das Wort LASER ist ebenfalls ein Akronym und besteht aus den Wörtern:

Light **A**mplification by **S**timulated **E**mission of **R**adiation.

Der Laser ist für Licht ein Oszillator und Verstärker in einer Einheit. Er erzeugt monochromatisches Licht in einem enormen Wellenlängenbereich von 100 nm bis zu 3 mm. Die Leistung des monochromatischen Lichts reicht von wenigen μW bis hin zu Milliarden von Watt. Laserlicht ist in einem engen Strahl gebündelt und ohne viel Leistungsverlust hervorragend auf kleine Fleckgrößen von wenigen μm fokussierbar. Laser können ihr Licht kontinuierlich (**continuous wave: cw**) oder in Form von Impulsen abgeben, die derzeit kürzesten Impulsdauern können bis zu wenigen Femtosekunden (10^{-15} s) betragen.

Bereits kurz nach seiner Entdeckung hat der Laser Einzug in viele Fachdisziplinen der Medizin gehalten. Die ersten Anwendungen dieser neuen Lichtquelle fanden in der Augenheilkunde statt, wie in zwei Artikeln in Science aus dem Jahr 1961 dokumentiert ist (72,88). Im Jahr 1963 erschien dann einer der ersten Artikel im Bereich Dermatologie: von Goldman et al., Effect of the laser beam on the skin. Preliminary report im Journal

of Investigative Dermatology, März 1963 (29). Vom gleichen Autor wurde noch im selben Monat der Artikel Pathology of the effect of the laser beam on the skin in Nature publiziert (30). Seitdem sind mehr als vierzig Jahre vergangen und die Anwendungen des Lasers sind zu einem festen Bestandteil der dermatologischen Therapie geworden. Inzwischen sind über 96000 Publikationen zum Thema Laser oder dessen Verwendung in der Datenbank Pubmed aufgelistet.

Laserprinzip

W. Bäumlner

- 2.1 Eigenschaften des Lichts – 5
- 2.2 Licht und Materie – 6
- 2.3 Spontane Emission – 6
- 2.4 Stimulierte Emission – 6
- 2.5 Kohärenz – 6
- 2.6 Lichtverstärkung – 7
- 2.7 Laserresonator – 7
- 2.8 Wellenlänge und Lasertypen – 8
- 2.9 Frequenzverdopplung – 10
- 2.10 Impulsdauer – 10
- 2.11 Güteschaltung (Q-switch) – 10
- 2.12 Leistung und Energie – 11
- 2.13 Lichtapplikation – 11
- 2.14 Technische Ausführung der Laser – 12

Der Aufbau und das Funktionsprinzip eines Lasers lassen sich unabhängig vom Lasertyp gleich beschreiben. Am schnellsten wird das Laserprinzip klar, wenn das Wort Laser übersetzt und die Bedeutung der einzelnen Wörter erklärt wird: **Lichtverstärkung mittels stimulierter Emission von elektromagnetischer Strahlung (Licht)**. Bereits der physikalische Laie versteht, dass es sich hier um ein Gerät handelt, das Licht emittiert (**emission of radiation**). Schwieriger wird es bei den Worten Lichtverstärkung und stimulierte Emission. Im Folgenden sollen die einzelnen Begriffe erklärt werden.

2.1 Eigenschaften des Lichts

Licht ist elektromagnetische Strahlung, die sich im einfachsten Fall als ebene Welle im Raum beschreiben lässt. Diese Beschreibung liefern die sog. Maxwell-Gleichungen. Eine wichtige Größe in diesen Gleichungen ist die Lichtgeschwindigkeit, die im Vakuum 299 790 km/s beträgt. Die Lichtwellen schwingen mit einer Frequenz ν und besitzen eine Wellenlänge λ , die durch die Beziehung:

$$c = \lambda \times \nu$$

gegeben ist. Ein großer Teil der Optik lässt sich mit dem Wellenmodell des Lichts beschreiben. Die Wellenlänge ist dabei der Abstand zweier Schwingungsmaxima und hat die physikalische Dimension »Länge«, gemessen in Meter.

Wenn Licht allerdings mit Materie wechselwirkt, z. B. absorbiert wird, ist das Wellenmodell meistens nicht brauchbar. Es wird durch das Modell der masselosen Lichtteilchen (Photonen) ersetzt, das durch den Physiker Max Planck beschrieben worden ist. Für monochromatische elektromagnetische Strahlung kann zwischen

dem Wellenbild von Maxwell und dem Teilchenbild von Planck folgende Beziehung hergestellt werden:

$$E = h \times \nu = \frac{h \times c}{\lambda}$$

Die Frequenz der Welle (Einheit: $\frac{1}{s} = 1 \text{ Hz}$) entspricht der Energie des Photons, verknüpft sind die beiden Größen durch das Plancksche Wirkungsquantum h ($6,6261 \times 10^{-34} \text{ Js}$).

Aus dieser Formel ergibt sich auch, dass Licht mit kleiner Wellenlänge energiereicher ist als Licht mit einer großen Wellenlänge. Das Spektrum elektromagnetischer Strahlung erstreckt sich über einen breiten Wellenlängenbereich von einigen Kilometern bis hin zu Bruchteilen von Nanometern (Nano = 10^{-9} m). Nur ein kleiner Bereich der elektromagnetischen Strahlung von etwa 400–700 nm ist für den Menschen sichtbar und wird zusammen mit dem ultravioletten und infraroten Spektralbereich als Licht bezeichnet. Alle anderen Spektralbereiche tragen die Namen Welle oder Strahlung (45) (■ Tab. 2.1).

■ Tab. 2.1. Die Einteilung der elektromagnetischen Strahlung

Name der Strahlung	Wellenlänge	Frequenz
Radiowellen	ca. 1 m–100 km	300 MHz–3 kHz
Mikrowellen	0,1–3 cm	300 GHz–10 GHz
Infrarotes Licht	0,7–100 μm	3×10^{14} – 3×10^{12} Hz
Sichtbares Licht	400–700 nm	$7,5 \times 10^{14}$ – $4,3 \times 10^{14}$ Hz
Ultraviolettes Licht	1–400 nm	3×10^{16} – $4,3 \times 10^{14}$ Hz
Röntgenstrahlung	0,1–1 nm	3×10^{18} – 3×10^{17} Hz
γ -Strahlung	ca. 0,001 nm	3×10^{20} Hz

2.2 Licht und Materie

Die Grundlagen zu den folgenden Beschreibungen hat Albert Einstein schon im Jahr 1917 gelegt, basierend auf der Betrachtung eines Systems, das aus einem energetischen Grundzustand und energetisch angeregten Zuständen besteht. Dieses System kann mit Licht in Wechselwirkung treten, kann also Licht absorbieren oder emittieren. Die Wahrscheinlichkeit, welcher Prozess eintritt, ist durch die sog. **Einstein-Koeffizienten** beschrieben.

2.3 Spontane Emission

Zum besseren Verständnis der stimulierten Emission soll zunächst die spontane Emission von Licht erklärt werden. Sie ist eigentlich der normale Vorgang, mit dem Licht unterschiedlichster Art erzeugt wird. Dies gilt für unsere natürliche Lichtquelle, die Sonne, genauso wie für die vielen künstlichen Lichtquellen, die uns umgeben (Glühbirne, Leuchtstoffröhren etc.). In **Abb. 2.1** ist ein einfaches atomares System gezeigt, das über beispielsweise vier verschiedene Energieniveaus verfügt (Bohr'sches Atommodell mit kreisförmigen Bahnen). Durch Absorption von Energie kann das Elektron von der untersten Bahn (Grundzustand) in drei verschiedene angeregte Energiezustände gebracht werden. Das Elektron wird nach dieser Anregung möglichst rasch wieder in seinen Grundzustand zurückkehren und kann die gespeicherte Energie in Form von Licht wieder abgeben. Diese Energie entspricht dann der Differenz der Energien ΔE im angeregten Zustand und im Grundzustand. Das emittierte Photon trägt also die Differenzenergie, die wieder einer Wellenlänge (λ_{em}) entspricht. Ist die Energiedifferenz klein, ist die Wellenlänge groß und umgekehrt.

$$\Delta E = E_{\text{angeregter Zustand}} - E_{\text{Grundzustand}} = \frac{h \times c}{\lambda_{em}}$$

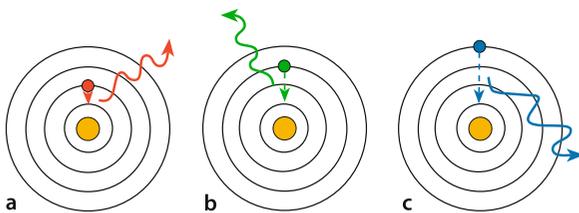


Abb. 2.1 a–c. Einfaches atomares System, in dem jede Kreisbahn einer Energiestufe entspricht. Die kleinste Bahn in Kernnähe sei der Grundzustand, in den das Elektron von höheren Bahnen nach Anregung zurückkehrt. Unter der Voraussetzung, die Energieskala entspricht dem sichtbaren Spektralbereich, wird bei einer kleinen Energiedifferenz ein langwelliges, rotes Photon (a), bei einer mittleren Energiedifferenz ein grünes Photon (b) und bei einer großen Energiedifferenz ein kurzwelliges, blaues Photon emittiert (c)

Die jeweils energetisch angeregten Atome oder Gasmoleküle emittieren also einen Teil der absorbierten Energie in Form von Licht. Die spontane Emission ist dadurch gekennzeichnet, dass die beteiligten Photonen:

- unterschiedliche Wellenlängen besitzen,
- in unterschiedliche Richtungen emittiert werden,
- statistisch und zufällig zu verschiedenen Zeiten emittiert werden.

2.4 Stimulierte Emission

Der zentrale Prozess der Lichtverstärkung im Laser ist die stimulierte Emission. Im Gegensatz zur spontanen Emission wird hier das atomare System, das sich schon im angeregten Zustand befindet, von außen angestoßen (**stimuliert**), ein Photon zu emittieren (**Abb. 2.2**). Dieser Anstoß von außen kann durch ein bereits existierendes Photon erfolgen, das auf das angeregte Atom getroffen ist.

Das stimulierende Photon, das bei diesem Prozess selbst nicht absorbiert wird, verlässt das atomare System dann mit einem zweiten Photon. Dieses zweite Photon hat dann die gleichen Eigenschaften wie das stimulierende Photon, insbesondere die gleiche Wellenlänge und die gleiche Richtung.

2.5 Kohärenz

Um Laserlicht von normalem Licht z. B. thermischer Lichtquellen zu unterscheiden, wird sehr häufig der Begriff der Kohärenz verwendet, wobei zwischen der räumlichen und zeitlichen Kohärenz zu unterscheiden ist. Normales Licht ist nicht wirklich inkohärent, sondern die Kohärenz ist im Vergleich zum Laser um etwa einen Faktor 1000 kleiner.

Die zeitliche Kohärenz ist beim Laserlicht sehr hoch, da der Prozess der stimulierten Emission für gleichartige Photonen mit gleicher Wellenlänge sorgt. Lichtintensitäten von Lasern addieren sich also nicht einfach, sondern bilden zusätzlich Interferenzeffekte, ein Effekt, der z. B. in der optischen Kohärenztomographie eine große Rolle spielt.

In der Lasermedizin ist die räumliche Kohärenz wichtig. Sie steht für ein Lichtbündel, das aufgrund seiner Ent-

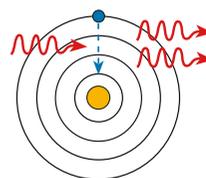


Abb. 2.2. Das Prinzip der stimulierten Emission. Das Atom wird von außen durch ein Photon der passenden Energie gezwungen, ein Photon gleicher Wellenlänge und Richtung zu emittieren. Das Atom kehrt dabei in seinen Grundzustand zurück

stehung im Laserresonator (s. ► Kap. 2.7) extrem parallel ausgerichtet ist. Das ist die Voraussetzung dafür, dass Laserlicht sehr stark fokussierbar ist. Es kann theoretisch eine minimale Fläche proportional zur Wellenlänge im Quadrat (λ^2) erreicht werden ($\lambda = 514 \text{ nm}$: Fläche $0,25 \mu\text{m}^2$). Damit können im Gegensatz zu normalem Licht allein durch die Fokussierung die enormen Lichtintensitäten von Lasern bis zu 10^{20} W/cm^2 erzielt werden (45).

2.6 Lichtverstärkung

Eine messbare Lichtverstärkung kann erst einsetzen, wenn nicht nur ein Atom, sondern sehr viele Atome an diesem Prozess der stimulierten Emission beteiligt werden. Die Atome sollen sich in enger Nachbarschaft befinden, sollen den gleichen energetisch angeregten Zustand haben und können die gleiche Energie emittieren. Die emittierte Wellenlänge entspricht wieder dem Zusammenhang:

$$\Delta E = E_{\text{angeregter Zustand}} - E_{\text{Grundzustand}} = \frac{h \times c}{\lambda}$$

Wenn sehr viele dieser Atome in diesen angeregten Zustand versetzt werden, kann sich der stimulierte Prozess aufbauen und es werden immer mehr gleichartige Pho-

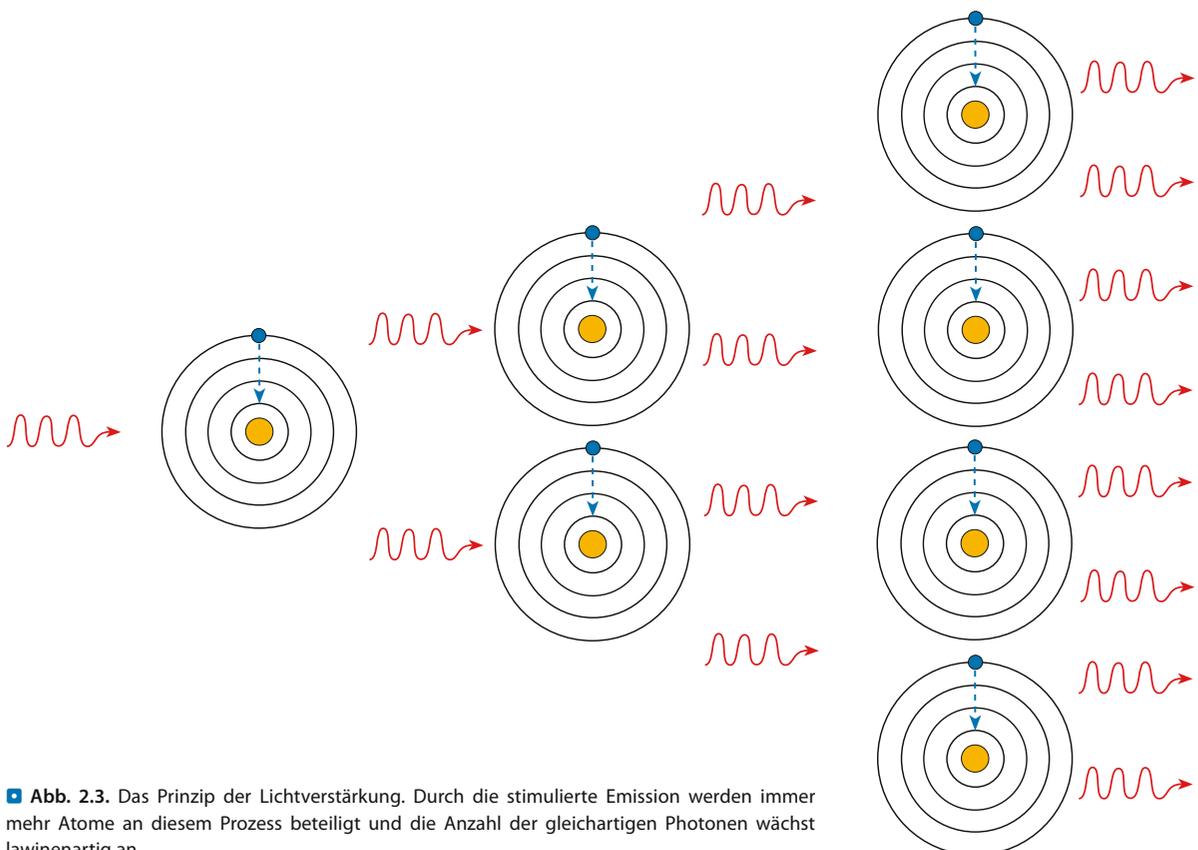
tonen erzeugt, deren Anzahl dann exponentiell anwächst (► Abb. 2.3). Damit ist der wesentliche Teil der Entstehung von Laserlicht schon erklärt, nämlich die Lichtverstärkung durch stimulierte Emission von Licht. Die Art der Entstehung macht auch verständlich, dass das Laserlicht monochromatisch ist.

Eine Grundvoraussetzung für das lawinenartige Anwachsen der Photonenzahl ist die möglichst gleichzeitige energetische Anregung der beteiligten Atome. Im Idealfall befinden sich alle Atome im angeregten Zustand, dies wird als **Inversion** bezeichnet.

Die Atome oder auch Ionen oder Moleküle, die diese Photonen emittieren, befinden sich entweder in einem Festkörper, in einer Flüssigkeit oder im gasförmigen Zustand. Sie werden als Lasermedium oder auch aktives Medium bezeichnet.

2.7 Laserresonator

Diese Lichtverstärkung kann noch effektiver gestaltet werden, wenn die emittierenden Atome in einen optischen Resonator gebracht werden. Dieser Resonator besteht im einfachsten Falle aus zwei parallel angeordneten Spiegeln, die das entstehende Licht der Atome wellenlängenselektiv reflektieren können (► Abb. 2.4).



► **Abb. 2.3.** Das Prinzip der Lichtverstärkung. Durch die stimulierte Emission werden immer mehr Atome an diesem Prozess beteiligt und die Anzahl der gleichartigen Photonen wächst lawinenartig an

Der Resonator zwingt durch Reflexion das einmal entstandene Licht, das Lasermedium immer wieder zu durchqueren. Dadurch kommt es zu einer fortlaufenden Verstärkung des Lichts, bis die sog. Laserschwelle erreicht ist und Lasertätigkeit eintritt (Abb. 2.5). Die Laserschwelle ist durch die Energiebilanz im Laserresonator definiert. Um sie zu überschreiten, muss die Lichtverstärkung größer oder gleich aller Verluste im Resonator sein. Diese Oszillation des Lichts läuft aufgrund der Lichtgeschwindigkeit sehr schnell ab. Ein vollständiger Umlauf

eines Photons beträgt bei einer Resonatorlänge von 15 cm etwa 10^{-9} s. Während einer Impulsdauer von 1ms kommt es also zu 1 Mio. Umläufen im Resonator.

Damit es zur Emission von Licht kommen kann, muss dem Lasermedium von außen Energie zugeführt werden, dies wird auch **Pumpen** genannt. Die zugeführte Energiemenge bestimmt im Wesentlichen die optische Leistung des Lasers. Das bedeutet auch, dass die Laserleistung über die Menge der Anregungsenergie des Lasermediums zu steuern ist. Bei Festkörperlaser und Farbstofflasern werden in der Regel Blitzlampen oder Diodenlaser als Energielieferant eingesetzt. In Gaslasern werden die Moleküle durch elektrischen Strom (Gasentladung) angeregt.

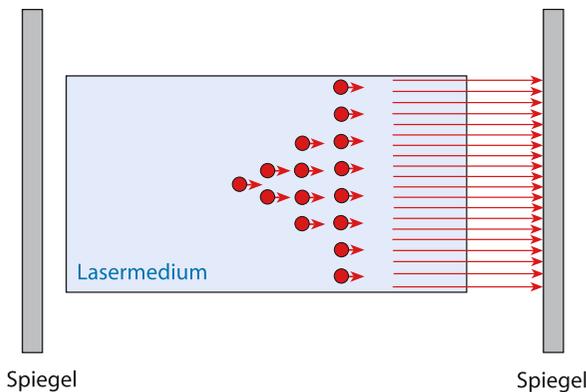


Abb. 2.4. Modell eines einfachen Laserresonators. Die stimulierte Emission hat eingesetzt und wurde hier nach rechts lawinenartig verstärkt. Da es sich in der Realität um Milliarden von Photonen handelt, können die Photonen nicht mehr eingezeichnet werden und sind von jetzt an als Lichtstrahl gezeichnet. Nachdem der Lichtstrahl das Lasermedium verlassen hat, wird er zunächst nicht mehr verstärkt und trifft auf den rechten Spiegel. Dort wird er nach links reflektiert, durchläuft wieder das Lasermedium und wird weiter verstärkt

2.8 Wellenlänge und Lasertypen

In Tab. 2.2 sind die gebräuchlichsten Lasertypen der Dermatologie aufgeführt. Sie sind charakterisiert durch die Wellenlänge ihrer Emission. Diese ist durch die Atome, Ionen oder Moleküle festgelegt, die für die stimulierte Emission verantwortlich sind. Atome (Ionen) sind in sog. Trägersubstanzen (Festkörper) eingebaut (Abb. 2.6). Farbstoffmoleküle sind in Lösungsmittel eingebracht, während sich Gasmoleküle entweder allein oder zusammen mit anderen Gasen in speziellen Glasröhren, vergleichbar einer Leuchtstoffröhre, befinden.

Wie im Kapitel über die stimulierte Emission erklärt, ist die Wellenlänge der Emission mit der Energiedifferenz zwischen zwei elektronischen Niveaus in einem Atom, Ion oder Molekül verknüpft. In der Realität sind diese Niveaus komplizierter aufgebaut, als dies durch das einfache Bohr'sche Atommodell gezeigt ist. Aufgrund der vielen Elektronen und der quantenmechanischen Auswahlregeln entsteht eine Anzahl von elektronischen Niveaus, die durch vibronische Niveaus (z. B. Moleküle) noch unterstrukturiert sein können (Abb. 2.7). Nur zwischen ganz bestimmten Niveaus existieren Übergänge, die eine Lichtemission zulassen (45).

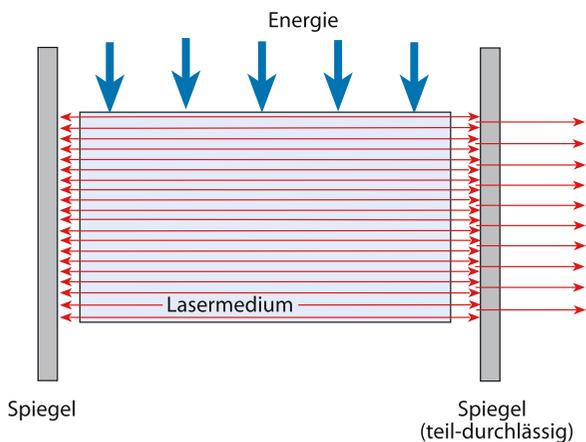


Abb. 2.5. Modell eines einfachen Laserresonators. Durch Zufuhr von Energie werden möglichst viele emittierende Atome angeregt (Inversion). Die Reflexion an beiden Spiegeln zwingt das Licht immer wieder durch das Lasermedium (Oszillation), so dass es zu einer lawinenartigen Verstärkung kommt. Ein Teil des Laserlichts wird durch einen teil-durchlässigen Spiegel ausgekoppelt, in einen Lichtleiter eingekoppelt und steht dann der Lasertherapie zur Verfügung



Abb. 2.6. Der Glasstab (Yttrium-Aluminium-Granat, YAG) enthält 1 % Nd^{3+} -Ionen, die die Stellen der Yttrium-Ionen im Kristall ersetzen. Dieser Glasstab mit einer Länge von ca. 10 cm und einer Dicke von ca. 1 cm ist dann das aktive Medium eines Nd:YAG Lasers. Unter optischer Anregung mit einer Blitzlampe emittieren die Nd^{3+} -Ionen Licht bei 1064 nm

Tab. 2.2. Lasertypen in der Dermatologie

Wellenlänge (nm)	Atome, Ionen, Moleküle für die Laseremission	Trägersubstanz	Festkörper, Flüssigkeit, Gas	Name des Lasers
308	Xe, Cl	Puffergas (Helium, Neon)	Gas	Excimerlaser
488/514*	Ar ⁺	Reine Argongasfüllung	Gas	Argonlaser (Argonionenlaser)
532	Nd ³⁺	Yttrium-Aluminium Granat (Y ₃ Al ₅ O ₁₂)	Festkörper	Nd:YAG Laser
585–600	Rhodamin 6G, Sulforhodamin B	Lösungsmittel	Flüssigkeit	Farbstofflaser
694	Cr ³⁺	Al ₂ O ₃	Festkörper	Rubinlaser
755	Cr ³⁺	Chrysoberyll (BeAl ₂ O ₄)	Festkörper	Alexandritlaser
810, 940	InGaAs AlGaAs	Halbleiter	Festkörper	Diodenlaser
1064	Nd ³⁺	Yttrium-Aluminium Granat (Y ₃ Al ₅ O ₁₂)	Festkörper	Nd:YAG Laser
2940	Er ³⁺	Yttrium-Aluminium Granat (Y ₃ Al ₅ O ₁₂)	Festkörper	Er:YAG Laser
10600	CO ₂	Puffergas (Stickstoff, Helium)	Gas	CO ₂ -Laser

*Hauptlinien neben anderen, sie tragen ca. 80 % der Laserenergie.

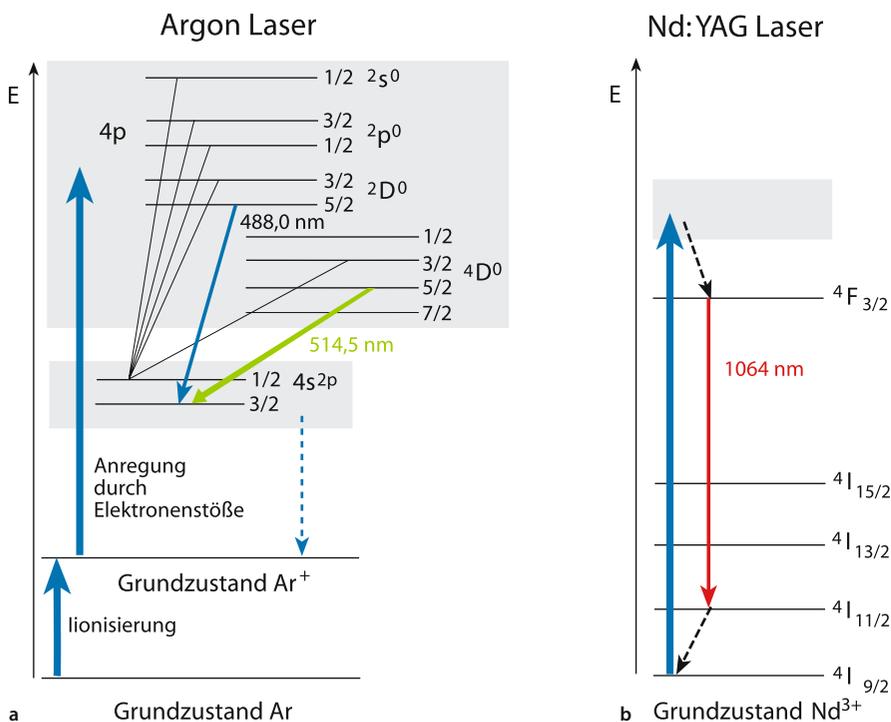


Abb. 2.7. Energieniveauschema am Beispiel des Argonlasers (a) und des Nd:YAG Lasers (b), mit den Bezeichnungen der einzelnen Niveaus. Ihre Lage zueinander ist nicht maßstabsgetreu. Beim Argonlaser muss das Gas erst ionisiert werden (Ar⁺), um dann durch Elektronenstöße in das obere Laserniveau (4p) angeregt zu werden. Von dort aus gibt es

mehrere Laserübergänge nach 4 s, von denen die Übergänge bei 488 und 514,5 nm die wichtigsten sind. Beim Nd:YAG Laser wird das Nd³⁺ entweder durch Blitzlampen oder Diodenlaser in die oberen Pumpbänder angeregt (schraffierter Bereich). Von dort gibt es mehrere Übergänge, der wichtigste bei 1064 nm ist eingezeichnet

2.9 Frequenzverdopplung

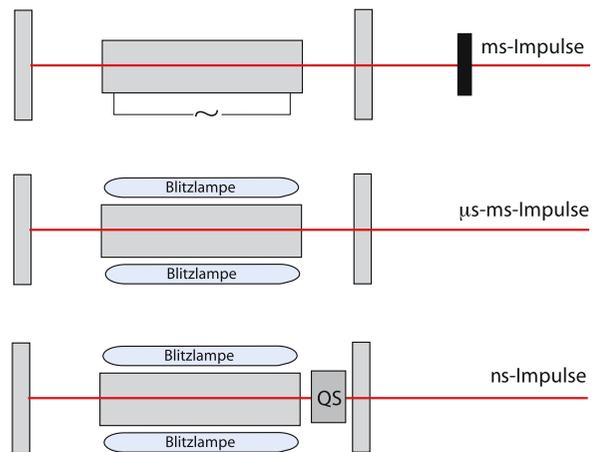
Bei der Wechselwirkung von Licht mit Materie bleibt die Frequenz eigentlich erhalten, d.h. es entsteht keine neue Frequenz. Dies gilt aber nur für kleine Lichtintensitäten (normales Licht) und entspricht den Gesetzen der linearen Optik. Bei hohen Lichtintensitäten (Laser) ist diese Frequenzerhaltung nicht unbedingt gegeben. Die in einen Kristall eingestrahlte Feldstärke eines Lasers kann so groß sein, dass die Auslenkung der darin befindlichen Elektronen nicht mehr dem harmonischen Oszillator folgt. Diese Schwingung enthält dann auch sog. Oberschwingungen (Frequenzen) und dies ist das Kennzeichen der nichtlinearen Optik (15).

Die zweite harmonische Schwingung, die der Frequenzverdopplung entspricht, tritt in Kristallen mit ganz bestimmten Gitterstrukturen auf. Diese Kristalle werden entweder innerhalb oder außerhalb des Laserresonators eingesetzt. Je nach Wellenlängenbereich kommen unterschiedliche Kristalle zum Einsatz, wie z. B. Kaliumniobat (KNbO_3), Kaliumdihydrogenphosphat (KDP) oder Kaliumtitanylphosphat (KTP). Diese Kristalle machen mittels dieses optisch nichtlinearen Effektes aus einer Frequenz die doppelte Frequenz, oder aufgrund der Beziehung $v = \frac{c}{\lambda}$ die halbe Wellenlänge. In der Lasermedizin wird die Frequenzverdopplung vor allem beim Nd:YAG Laser verwendet, um die Grundwellenlänge von 1064 nm auf 532 nm zu verkürzen. Diese Laser werden dann oft als »KTP-Laser« bezeichnet, auch wenn KTP nur der zur Frequenzverdopplung eingesetzte Kristall ist.

2.10 Impulsdauer

Die Emission von Laserlicht kann entweder kontinuierlich (Dauerstrich-Laser oder cw-Laser: continuous wave) oder als kurzer Lichtimpuls erfolgen. Der Betrieb eines Dauerstrichlasers erfordert eine kontinuierliche Energiezufuhr in das Lasermedium, um die Inversion aufrecht zu erhalten. Typische Dauerstrichlaser sind Argonlaser und CO_2 -Laser. Sehr viel häufiger werden in der Lasermedizin gepulste Laser eingesetzt. Die Impulsdauern, die derzeit mit Lasern erreicht werden können, reichen von einigen Millisekunden bis zu wenigen Femtosekunden (10^{-15} s). In der Dermatologie werden Laser in einem Impulsdauerbereich von etwa 500 ms bis 10 ns zur Behandlung eingesetzt.

Impulsdauern im Millisekundenbereich sind z. B. durch Verwendung eines Dauerstrichlasers und eines elektromechanischen Schalters zu realisieren. Dieser steht im Laserstrahl, nachdem dieser den Resonator verlassen hat und funktioniert so ähnlich wie der Verschluss in einer Fotokamera. Für eine einstellbare Zeit von wenigen Millisekunden bis hin zu einer Sekunde lässt er den Laserstrahl passieren (■ Abb. 2.8).



■ **Abb. 2.8.** Lichtimpulse durch Laser. Impulsdauern im Millisekundenbereich (oben) können aus einem Dauerstrich-Laser (z. B. Anregung durch elektrischen Strom) mit einem elektromechanischen Schalter (schwarz) erreicht werden. Impulsdauern im Millisekunden- oder Mikrosekundenbereich (Mitte) werden durch eine zeitlich begrenzte Energiezufuhr (Blitzlampe, gepulster Diodenlaser) erreicht. Für Impulse im Nanosekundenbereich (unten) ist ein zusätzlicher Güteschalter (QS = Quality-switch) notwendig

Für den Zeitbereich von Millisekunden bis zu Mikrosekunden können Lichtimpulse auch durch eine kurzzeitige, also gepulste Anregung des Lasermediums erzeugt werden. Die Inversion im Lasermedium und damit die Lichtverstärkung finden nur kurzzeitig statt, woraus sich ein kurzer Laserimpuls ergibt. Sehr häufig wird diese gepulste Anregung mit Blitzlampen realisiert, wobei die Blitzdauer dieser Lampen immer etwas länger ist, als der daraus resultierende Laserimpuls. Aufgrund ihrer kleinen Abmessungen und hohen Effizienz werden statt Blitzlampen immer häufiger Diodenlaser als Pumplichtquelle eingesetzt.

2.11 Güteschaltung (Q-switch)

Wenn noch kürzere Impulszeiten (Nanosekunden) erzeugt werden sollen, muss eine zusätzliche Technik, nämlich die Güteschaltung (QS: Quality Switch) angewendet werden. Im Laser ohne Güteschaltung wird die Inversion im Lasermedium durch die Oszillation schon während des Aufbaus der Inversion wieder abgebaut. In der Folge ergeben sich für Laser nur moderate Spitzenleistungen und Impulsdauern in der Größenordnung der energetischen Anregung (z. B. Blitzdauer Blitzlampen, ms, µs).

Bei Lasern mit Güteschaltung wird diese Oszillation im Resonator so lange verhindert, bis sich die maximale Inversion im Lasermedium durch die Energiezufuhr (z. B. Blitzlampen) aufgebaut hat. Dies erfolgt durch den Einbau eines Güteschalters (QS) in den Resonator, der für das Licht nicht transparent ist. Der rechte Resonatorspiegel (■ Abb. 2.8) ist für das Lasermedium nicht vorhanden

und damit ist die Funktion des Resonators, durch Oszillation der Photonen die Lichtverstärkung zu unterstützen, außer Kraft gesetzt.

Die Qualität (= Güte) des Resonators zu diesem Zeitpunkt ist sehr schlecht. Ist dann die maximale Inversion im Lasermedium erreicht, wird die Anordnung (QS) transparent gemacht und damit die Güte des Resonators auf optimal geschaltet. Die im Lasermedium vorhandene aufgestaute Inversion entlädt sich schlagartig innerhalb von wenigen Nanosekunden mit sehr hohen Spitzenleistungen im Megawattbereich.

Diese Güteschaltung des Laserresonators (engl.: Quality switch, QS) kann technisch unterschiedlich realisiert werden. Sehr häufig werden elektrooptische Schalter verwendet. Bestimmte Kristalle (z.B. Kaliumdihydrogenphosphat, KDP) oder Flüssigkeiten (z. B. Nitrobenzol) werden unter Anlegen einer elektrischen Spannung doppelbrechend, d.h. sie ändern die Polarisation von Licht, das durch sie hindurch läuft. Steht so ein Kristall zusammen mit optischen Polarisatoren im Resonator, kann die Transmission für Licht durch diese Anordnung nur durch das An- und Abschalten der elektrischen Spannung von Null auf Maximum und umgekehrt, verändert werden. Damit ist die Schaltung der Güte des Resonators erreicht.

2.12 Leistung und Energie

Neben der Wellenlänge sind die Leistung (Watt) und die Energie (Joule) des Laserlichts die wichtigen Parameter in der Lasermedizin. Diese physikalischen Größen sind miteinander verknüpft durch:

$$\text{Energie} = \text{Leistung} \times \text{Zeit}$$

mit den Einheiten

$$J = W \times s = Ws$$

Die Zeit, in der das Laserlicht emittiert wird, wird als Impulsdauer bezeichnet. Viel häufiger als die Energie eines Laserimpulses in Joule wird die Energiedichte J/cm^2 angegeben, die auf die Hautoberfläche appliziert wird. Aufgrund der Entstehung des Laserlichts und seines Transports durch Applikatoren ist die Energieverteilung auf der Hautoberfläche immer eine Kreisfläche der Größe πr^2 (r : Radius des Kreises). Die Energiedichte beschreibt die Menge an Energie, die innerhalb dieser Kreisfläche mit dem jeweiligen Durchmesser (engl.: spot size) auf die Hautoberfläche appliziert wird. Sie ist eine wichtige Kenngröße und kann oft direkt an den Lasergeräten eingestellt werden.

$$\text{Energiedichte} = \frac{\text{Leistung} \times \text{Zeit}}{\text{Fläche}}$$

mit den Einheiten:

$$\frac{J}{cm^2} = \frac{W \times s}{cm^2} = \frac{W}{cm^2} \times s$$

Tab. 2.3. Vergleich mit Lichtintensitäten

Lichtquelle	Lichtintensität ($\frac{W}{cm^2}$)	Bemerkungen
Glühbirne 100 Watt	0,001	Im Abstand ca. 1 m, breitbandig
Laserpointer	0,015	
Solarkonstante	0,1	Sonnenlicht im Juli, breitbandig
UV-Lichtquellen, Dermatologie	0,1	
PDT-Lichtquellen, Dermatologie	0,2	
Argonlaser	127	1 mm Fleckdurchmesser 1 Watt
Gepulster Farbstofflaser	12000	7 mm Fleckdurchmesser 6 J/cm ²
Gütesgeschalteter Rubinlaser	10 ⁸	4 mm Fleckdurchmesser 5 J/cm ²

wobei die Größe W/cm^2 als Intensität des Laserlichts bezeichnet wird. Kann an einem Lasergerät nur die Energiedichte verändert werden, wird bei einem konstanten Fleckdurchmesser die Energie (J) verändert. Wird der Fleckdurchmesser an der Hautoberfläche verändert, ist zu beachten, dass die Energiedichte sich quadratisch mit dem Fleckdurchmesser ändert. Dies ist vor allem dann zu beachten, wenn der Fleckdurchmesser bei konstanter Energie verkleinert wird und damit sich die Energiedichte quadratisch erhöht.

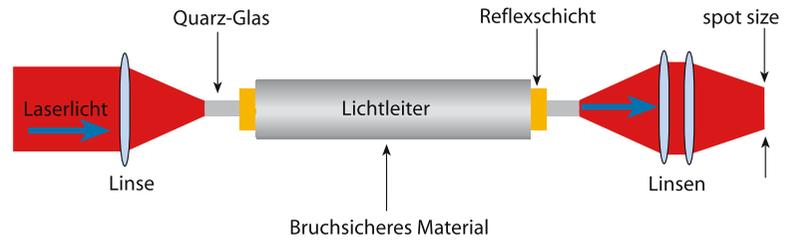
Die Energie des Lichts ist abhängig von seiner Frequenz oder Wellenlänge. Im Teilchenbild hat jedes einzelne Photon die Energie $E = \frac{h \times c}{\lambda}$. Diese Photonenenergie ist sehr klein und beträgt z. B. für grünes Licht der Wellenlänge $\lambda = 514 \text{ nm}$ (Argonlaser) etwa $4 \times 10^{-19} \text{ J}$. In einem Lichtimpuls eines Argonlasers der Energie 0,2 J (1 Watt, 200 ms) sind damit etwa 5×10^{17} Photonen enthalten.

Die Intensität des Laserlichts kann deutlich größer sein als bei normalem, inkohärentem Licht. Zur Verdeutlichung sind in Tab. 2.3 einige Werte aufgeführt. Mit diesen zum Teil enormen Lichtintensitäten können im Gewebe die unterschiedlichsten Effekte ausgelöst werden. Dies ist ein Grund, die Regeln zum sicheren Umgang mit Lasergeräten immer strikt zu beachten.

2.13 Lichtapplikation

Nach Erzeugung des Lichts im Laser wird das Licht mittels Lichtapplikatoren an den Patienten herangeführt. Die Lichtapplikation erfolgt durch einen Lichtleiter und das Handstück am distalen Ende des Lichtleiters (Abb. 2.9). Die einfachste Art, das Licht zu transportieren, ist die

Abb. 2.9. Das Laserlicht wird auf die Größe des Quarzkerns des Lichtleiters fokussiert. Das Licht bewegt sich dann in dem mehrere Meter langen Lichtleiter fort und tritt auf der anderen Seite (hier rechts) wieder aus. Dort wird das defokussiert austretende Licht parallelisiert und wieder auf die Größe des gewünschten Fleckdurchmessers (spot size) fokussiert



Verwendung von Glaslichtleitern. Dazu wird das Licht im Lasergerät in den Lichtleiter eingekoppelt. Durch Fokussierung wird der in der Regel einige Millimeter große Strahlquerschnitt des Lasers auf die Größe des Quarzkerns angepasst. Der zentrale Bestandteil des Lichtleiters ist ein Kern aus Quarzglas, der von einer reflektierenden Schicht und gegebenenfalls von einem mechanischen Schutz ummantelt ist. Der Lichttransport findet im Quarzkern in Längsrichtung des Lichtleiters statt. Der Brechungsindexunterschied zwischen Glasmaterial und Reflextschicht verhindert über die Totalreflexion, dass das Licht seitlich austritt. Zur besseren Beweglichkeit des Lichtleiters wird dessen Quarzkern mit maximal 600 µm Durchmesser klein gehalten.

Am distalen Ende des Lichtleiters tritt das Laserlicht bedingt durch die kurze Länge der verwendeten Lichtleiter von einigen Metern nahezu ungeschwächt wieder aus. Die wesentlichen Verluste entstehen beim Eintritt und Austritt des Laserlichts aufgrund des Unterschieds im Brechungsindex zwischen Luft und Glasmaterial. Das Licht tritt allerdings defokussiert aus und muss durch eine entsprechende Optik aus Linsen parallelisiert werden. Diese Optik dient auch dazu, das Laserlicht wieder zu fokussieren. Die Auskopplung aus dem Lichtleiter und die entsprechende Optik sind zusammen im sog. Handstück untergebracht. Mittels dieses Handstücks kann auf der Hautoberfläche ein Lichtfleck mit einem bestimmten Durchmesser erzeugt werden.

Da diese Re-Fokussierung des Laserstrahls mittels Linsen den Gesetzen der geometrischen Optik folgt, muss zur optimalen Abbildung des Lichtleiter-Endes auf die Hautoberfläche ein bestimmter Abstand zwischen Optik und Haut eingehalten werden. Dafür sorgt ein Distanzstück zwischen Handstück und Haut. Diese Anordnung ermöglicht auch eine freie Sicht auf das Behandlungsareal und verhindert ein zu schnelles Verschmutzen der Optik im Handstück. Entsteht durch Verdampfen von Gewebe Rauch, so kann dieser durch einen Luftstrom parallel zur Optik von dieser ferngehalten werden. Nichtsdestotrotz sollten die Handstücke regelmäßig auf Verschmutzung – nur bei ausgeschaltetem Lasergerät – überprüft werden.

Bei zu hohen Lichtintensitäten (z. B. gütegeschalteten Lasern) würden die Lichtleiter schon bei geringsten Verschmutzungen der Einkopplfläche rasch zerstört werden. Auch das verwendete Quarzglas der Lichtleiter nur in einem Spektralbereich von etwa 300–1500 nm transparent, so dass das Licht von Infrarotlasern (z. B.

CO₂-Laser) durch dieses Glas nicht mehr transportierbar ist. In diesen Fällen werden zum Lichttransport Spiegelgelenksarme eingesetzt. Diese bestehen aus einem Rohr mit drei Gelenken, an denen Umlenkspiegel eingebaut sind. In diesen Spiegelarmen muss Laserlicht nicht fokussiert werden und das zu durchquerende Glasmaterial ist auf ein Minimum begrenzt. Diese Vorrichtung ermöglicht einen Lichttransport ähnlich einem Lichtleiter, ist aber schwerer zu handhaben und deutlich teurer.

2.14 Technische Ausführung der Laser

Der Laserresonator ist das Herzstück eines jeden Lasergerätes. Dieser Resonator samt der optischen oder elektrischen Anregung kann wie z. B. im Diodenlaser mit wenigen Zentimetern sehr klein sein. Bei den derzeit gängigen Farbstofflasern kann der Resonator bis zu 70 cm lang sein. Je nach Effizienz der Laserlichterzeugung benötigt ein Laser nur einige Watt oder einige Tausend Watt elektrische Leistung. Zusammen mit der Steuerungselektronik, der Kühlung und der elektrischen Versorgung ist der Laserresonator in einem hermetisch geschlossenen Gehäuse untergebracht. Der Grund dafür sind die Sicherheitsvorschriften für Medizinprodukte, die aufgrund des Einsatzes des Gerätes an Patienten und zum Schutz des Bedienerpersonals eingehalten werden müssen. Die elektrischen Ströme und Spannungen im Gerät sind lebensgefährlich, einige Betriebsmittel (z. B. Laserfarbstoffe) gesundheitsgefährlich.

Mit dem Gerät ist das Lichtleitersystem samt Applikator verbunden, so dass Laserstrahlung nur am distalen Ende des Lichtleiters austreten kann. Am Gerät selbst werden die Laserparameter wie Impulsdauer, Energiedichte oder Leistung eingestellt. Die abgegebene Leistung oder Energie wird durch entsprechende Einrichtungen im und am Gerät kontrolliert, so dass die Abgabe der eingestellten Energie oder Leistung innerhalb enger Grenzen gewährleistet ist. Auch alle anderen wichtigen Funktionen des Lasergerätes werden durch eine entsprechende Steuerung permanent kontrolliert, um einen sicheren Betrieb des Lasers im klinischen Alltag zu ermöglichen. Zusätzlich müssen die Lasergeräte regelmäßig fachmännisch gewartet werden, um ein Höchstmaß an Sicherheit zu gewährleisten (s. auch Teil III, »Lasersicherheit«).

Wechselwirkung von Licht und Gewebe

W. Bäumlner

- 3.1 Optische Eigenschaften der Haut – 13
- 3.2 Wirkungen des Laserlichts im Gewebe – 18
- 3.3 Kühlung der Hautoberfläche – 22

Wenn Laserlicht auf Gewebe trifft, kommt es zu den unterschiedlichsten Effekten, die in diesem Abschnitt beschrieben werden sollen. Die Ausbreitung von Licht im Laser und im Lichtleiter ist mit den Mitteln der geometrischen Optik relativ einfach zu beschreiben. Dies ändert sich schlagartig, sobald der Lichtstrahl in das Gewebe eindringt. Der Grund ist die hohe Lichtstreuung im Gewebe, die eine geradlinige und berechenbare Ausbreitung des Lichts behindert. Die Lichtstreuung wird durch den heterogenen Aufbau der Haut verursacht, die aus einer inhomogenen Verteilung von Zellen, zellulären Bestandteilen, Kollagenfasern, Haarfollikeln, Drüsen und Blutgefäßen besteht.

3.1 Optische Eigenschaften der Haut

Die wichtigsten optischen Effekte in Bezug auf die Haut sind Reflexion, Streuung und Absorption (▣ Abb. 3.1).

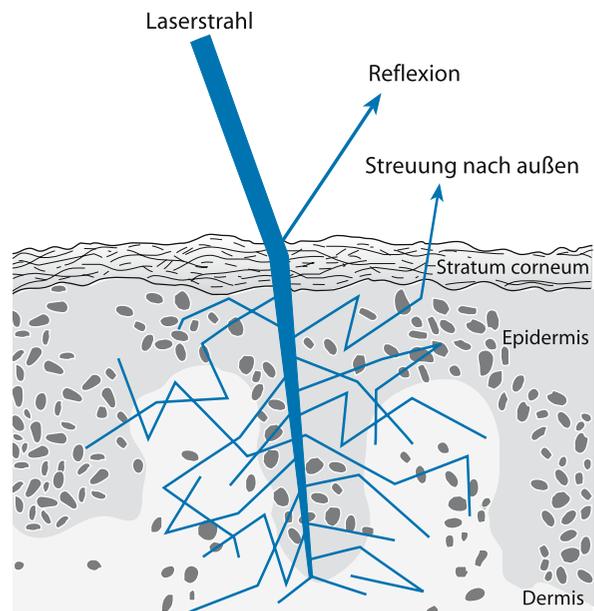
3.1.1 Reflexion

Aufgrund der unterschiedlichen Brechungsindizes von Haut und Luft kommt es beim Übertritt des Laserlichts von Luft in die Haut zur Reflexion eines Teils des Laserlichts (15). Das Ausmaß der Reflexion (Reflektionsgrad: R) hängt von den beiden Brechungsindizes (n) ab und ist bei senkrechtem Lichteinfall bestimmt durch

$$R = \frac{(n_{\text{Luft}} - n_{\text{Haut}})^2}{(n_{\text{Luft}} + n_{\text{Haut}})^2}$$

Der Brechungsindex von Luft ist $n = 1$, der von Haut ist im Bereich 1,37–1,5, so dass sich bei senkrechtem Lichteinfall eine Reflexion von etwa 4 % des einfallenden Lichts ergibt.

Wird der Lichtstrahl nicht senkrecht gehalten, nimmt die Reflexion zu. Für die Applikation von Laserlicht auf Hautgewebe bedeutet das Abweichen vom senkrechten Aufsetzen des Laserstrahls auf die Haut (0°) um 60° , dass der reflektierte Anteil des Laserlichts auf über 10 % ansteigt. Die Lichtapplikation sollte also möglichst nicht schräg sondern senkrecht zur Hautoberfläche erfolgen.



▣ **Abb. 3.1.** Laserlicht, das auf die Haut trifft, wird zu einem Teil reflektiert, tritt in das Gewebe ein und wird dort gestreut (Zick-Zack-Linien) und dann in Chromophoren der Haut absorbiert (Ende der Linien). Ein Teil des Lichts kann aufgrund der Streuung die Haut sogar wieder verlassen. Prinzipbild, in Wirklichkeit sind es sehr viel mehr Photonen als hier eingezeichnet

3.1.2 Streuung

Photonen, die im kollimierten Strahl auf die Hautoberfläche appliziert werden, treffen im Gewebe auf verschiedene Streuzentren und werden einfach oder mehrfach von ihrer ursprünglichen Richtung abgelenkt. Der Laserstrahl wird aufgeweitet und die Lichtintensität im Strahl kann sich deutlich verändern, dies ist an einem einfachen Beispiel für einen Laserstrahl verdeutlicht (Abb. 3.2). Im Spektralbereich von 300–1000 nm spielt die Streuung von Licht in der Haut eine dominante Rolle. Photonen werden vor ihrer Absorption nicht nur einfach, sondern überwiegend mehrfach gestreut. Die Streuung erfolgt in diesem Spektralbereich überwiegend elastisch, d.h. es findet keine Änderung der Lichtfrequenz statt (61,79).

Somit ist die Haut optisch keine transparente Glasscheibe, sondern ein sehr trübes Medium, in dem verschiedene Streumechanismen ablaufen. Das Ausmaß der Streuung hängt einerseits von der Größe und der Verteilung der Streuobjekte (z. B. Zellen, Pigment, Kollagen, Gefäße) ab, andererseits spielt auch die Wellenlänge des verwendeten Lichts eine Rolle (32,41).

Die einfachste Form der Streuung wurde bereits 1871 von Lord Rayleigh (**Rayleigh-Streuung**) beschrieben durch den Schwächungskoeffizienten h mit Streuzentren der Anzahl N

$$h \approx \frac{1}{N\lambda^4}$$

Die Veränderung der Lichtintensität ist also in diesem Fall umgekehrt proportional zur vierten Potenz der Wellenlänge, d. h. im sichtbaren Spektralbereich wird blaues Licht deutlich stärker gestreut als rotes Licht. Dieser Zusammenhang gilt aber nur, wenn der Durchmesser des Streuzentrums mindestens einen Faktor 10 kleiner als die verwendete Wellenlänge des Lichts ist. Für grünes Licht ($\lambda = 500 \text{ nm}$) sollten die Strukturen kleiner als 50 nm sein. Im Bezug auf das Hautgewebe gilt dies insbesondere für Keratinreste, kleine Zellorganellen, Proteine sowie zum Teil für Melaninpartikel.

Sind die Streuzentren gleich groß oder größer als die Wellenlänge, wird die Streuung durch andere Mechanismen wie die Mie-Streuung beschrieben (31). Auch diese Streuung ist wellenlängenabhängig mit

$$h \approx \frac{1}{\sqrt{\lambda}}$$

Hier handelt es sich um Streuzentren mit einer Größe im Mikrometerbereich, hier stehen vor allem Zellen, Kollagenfasern und Haarfollikel im Vordergrund.

Wenn Laserlicht in die Haut eindringt, setzen in Abhängigkeit von den Streuzentren die verschiedenen Streumechanismen gleichzeitig ein, die zu einer Veränderung der Intensität im Laserstrahl führen. Die Streuung

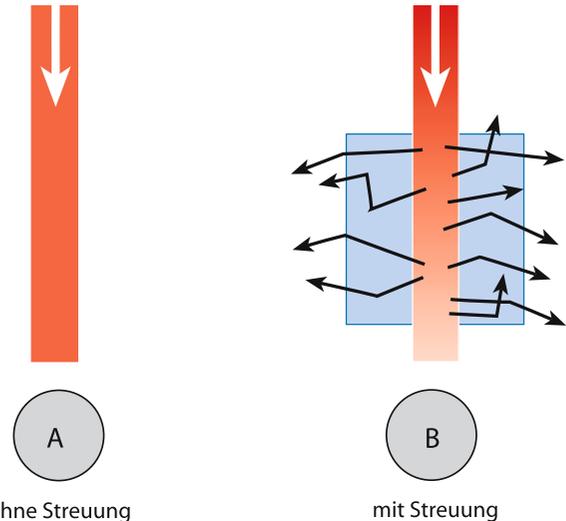


Abb. 3.2. Einfaches Beispiel zur Abschwächung der Lichtintensität ohne Absorption. Ohne Streuung verändert sich die Anzahl der Photonen im Laserstrahl (rot) nicht und erreicht mit voller Intensität das Blutgefäß A. Durchläuft der Laserstrahl aber ein Gebiet mit Streuung (blauer Kasten), so kann sich die Zahl der Photonen im Strahl reduzieren und damit die Intensität am Blutgefäß B

kann die lokale Lichtintensität im Gewebe entweder verkleinern oder sogar erhöhen, letzteres insbesondere in Arealen dicht unter der Hautoberfläche (79). Welcher der Streuprozesse im Vordergrund steht und wie hoch die Streuung ausfällt, hängt sehr von der strukturellen Zusammensetzung des jeweiligen Hautareals ab. Dies ist auch einer der Gründe, dass die Lasertherapie an unterschiedlichen Hautarealen zu unterschiedlichen Ergebnissen führen kann (1).

Die Streuung hat im Gewebe eine überwiegende Richtung in Ausbreitungsrichtung des Lichts (nicht isotrop), so dass es trotz heftiger Streuphänomene zu einem effektiven Photonenfluss in die Tiefe des Gewebes kommt. Vergleichbar der Absorption, kann für das Ausmaß der Streuung ein Streukoeffizient (μ_s) definiert werden (79).

3.1.3 Absorption

Wie bereits im Abschnitt Streuung erwähnt, unterliegt Laserlicht im Gewebe nicht nur der Streuung, sondern die Photonen können je nach ihrer Wellenlänge in den vorhandenen Chromophoren der Haut absorbiert werden. Die lineare Absorption von Licht ist spezifisch für die jeweiligen Atome, Ionen oder Moleküle. Sie wird durch den Absorptionskoeffizienten (μ_a) beschrieben, der in der Regel wellenlängenabhängig ist und die Einheit einer inversen Länge (cm^{-1}) besitzt. Lichtabsorption in einem Stoff bedeutet, dass die Lichtintensität nach der Durchquerung dieses Stoffs um einen bestimmten Wert abgenommen hat. Der einfachste Zusammenhang ohne